

Experimentelle Untersuchungen zur Fokussierung von Ultraschallschwingern bei B-scan Geräten

vorgelegt

von

Klaus Wagner

aus

Nürnberg

1980



Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41546212_0017

Aus der Medizinischen Klinik mit Poliklinik
der Universität Erlangen-Nürnberg
Direktor: Professor Dr. L. Demling

Experimentelle Untersuchungen zur Fokussierung von Ultraschallschwingern bei B-scan Geräten

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung der Doktorwürde
der Medizinischen Fakultät
der Friedrich-Alexander-Universität
Erlangen-Nürnberg

Vorgelegt von
Klaus Wagner
aus
Nürnberg

Gedruckt mit Erlaubnis der Medizinischen Fakultät
der Universität Erlangen-Nürnberg



Dekan: Prof. Dr. W. Kersten

Referent: Priv.-Doz. Dr. H. Lutz

Korreferent: Prof. Dr. L. Demling

Tag der mündlichen Prüfung: 15.12.1980

Inhaltsverzeichnis:

	Seite
I. Einleitung	1
II. Physikalische Grundlagen	3
1. Schallausbreitung	3
2. Verhalten an Grenzflächen	4
3. Absorption	5
4. Nah- und Fernfeld	6
5. Auflösungsvermögen	7
6. Fokussierung	8
III. Methode	11
1. Gerät, Schallköpfe, Linsen	11
2. In vitro-Versuche	13
3. In vivo-Versuche	16
IV. Ergebnisse	18
1. In vitro-Versuche	18
2. In vivo-Versuche	20
V. Diskussion	25
VI. Zusammenfassung	31
Literatur	33
Bildmaterial	37

I. Einleitung

Ultraschall ist in unserer Umwelt weit verbreitet. Fledermäuse orten während des Fluges Hindernisse nach dem Prinzip des Impulseechoverfahrens (3). Mit dem Echolot können Meeres-tiefen ausgemessen werden. In der Technik wird Ultraschall zum Beispiel zur zerstörungsfreien Werkstoffprüfung angewendet (13).

Die Sonographie hat in den letzten Jahren neben anderen bildgebenden Verfahren zunehmend einen Platz in der medizinischen Diagnostik erhalten. Die Ultraschalluntersuchung gibt die Möglichkeit, mit relativ geringem Aufwand auch bei schwerkranken Patienten Informationen zu erhalten. Mit dem Wissen über die generelle schädigende Wirkung der Röntgenstrahlen ist der Arzt gezwungen, sich bei diesem diagnostischen Verfahren auf ein Mindestmaß zu beschränken. Dagegen ist die Ultraschalluntersuchung bei diagnostischen Dosen risikofrei (16). Dies läßt eine häufigere Untersuchung z.B. bei Verlaufskontrollen zu. Parenchymatöse Organe werden ohne Zuhilfenahme von Kontrastmitteln abgebildet. Nicht zu vernachlässigen sind bei der Sonographie jedoch die Tatsachen, daß die Beurteilung eines Ultraschallschnittbildes relativ viel Erfahrung erfordert und daß bei den heutigen Geräten der Bildqualität und der Beurteilung durch das Auflösungsvermögen senkrecht zur Strahlrichtung (laterales Auflösungsvermögen) bestimmte Grenzen gesetzt sind.

Obwohl in letzter Zeit die Forschung in geräte-technischer Hinsicht große Fortschritte gemacht hat, bleiben zwischen Theorie und Anwendung in der medizinischen Diagnostik noch viele Fragen ungeklärt. Im Rahmen dieser Arbeit sollte daher festgestellt werden, welche Verbesserungen insbesondere des lateralen Auflösungsvermögens sich durch verschiedenartig gerichtete Fokussierung des Ultraschallstrahls erreichen lassen und ob sich Erkenntnisse aus Untersuchungen in vitro ohne weiteres auf die Anwendung an biologischem Gewebe übertragen lassen.

II. Physikalische Grundlagen

1. Schallausbreitung

Die Ausbreitung des Ultraschalls erfolgt in biologischem Gewebe (mit Ausnahme des Knochens) geradlinig als Longitudinalwelle (4). Die Ausbreitungsgeschwindigkeit ist abhängig von der Dichte und der Kompressibilität des Gewebes (2,7) und bewegt sich in biologischem Gewebe mit einer Schwankung von etwa 100 m/s in derselben Größenordnung wie in Wasser (ca. 1500 m/s). Abbildung 1 vermittelt eine Übersicht über die Ausbreitungsgeschwindigkeiten von Ultraschall in verschiedenen weichen biologischen Geweben

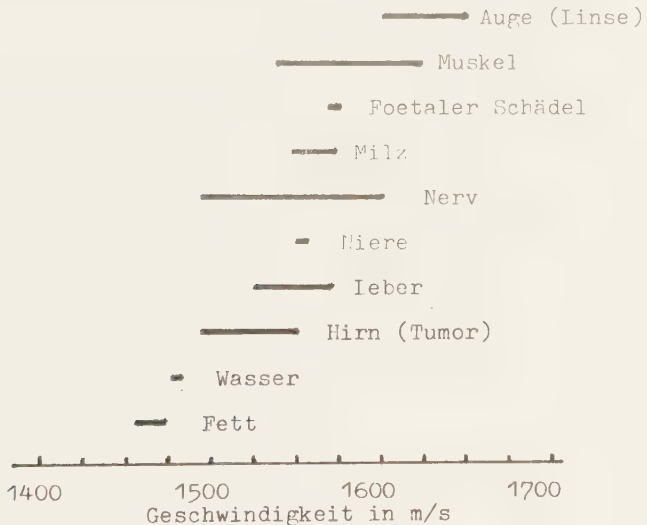


Abb.1, Schallgeschwindigkeiten in biologischem Material (19)

2. Verhalten an Grenzflächen

An Grenzflächen wird die Ultraschallwelle zum Teil reflektiert und zum Teil gebrochen. Es gilt folgende Beziehung:

$$R = \frac{\rho_1 \cdot v_1 - \rho_2 \cdot v_2}{\rho_1 \cdot v_1 + \rho_2 \cdot v_2} = \frac{\text{reflektierte relative Energie}}{\text{reflektierte relative Energie}} \quad (12)$$

v = Schallgeschwindigkeit

ρ = Dichte

$\rho \cdot v$ bezeichnet man als Wellenwiderstand (akustische Impedanz). Die Größe des reflektierten und des gebrochenen Anteils der Welle ist somit abhängig von der unterschiedlichen Impedanz der Medien.

Obige Gleichung gilt streng genommen nur für einen einzelnen Schallstrahl. Jedoch sind die im biologischen Gewebe vorkommenden Grenzflächen nicht glatt, sondern rau im Vergleich zur Ultraschallwellenlänge, so daß keine reine Reflexion vorliegt, sondern eine Streuung der Echos, die sich im Bereich eines Kegels um die senkrechte Reflexionsachse befinden, so daß die Empfangsleistung winkelabhängig ist und schräge oder gekrümmte Flächen registriert werden können. Je kleiner die Wellenlänge und je größer die Rauhtiefe einer Grenzfläche ist, umso stärker ist die Streuung (6). Bei einer festen Frequenz beeinflußt der Einfallswinkel eines Schallbündels die Intensität des re-

flektierten Strahls wegen der "akustischen Rauigkeit" der Grenzfläche jedoch nur unwesentlich (17).

Dagegen nimmt mit steigender Frequenz auch der Anteil der gestreuten Schallwelle zu.

Ultraschallwellen werden an Inhomogenitäten gebeugt. Je kleiner das Verhältnis des Hindernisses zur Wellenlänge ist, umso stärker wird die Welle gebeugt. Bei den zur Diagnostik verwendeten Geräten können Beugungserscheinungen als Störfaktor vernachlässigt werden (4).

Verschiedene Autoren sind der Ansicht, daß die Ablenkung des Ultraschallstrahls durch Brechung ebenfalls unberücksichtigt bleiben kann, da für weiche Gewebe und Wasser der Brechungskoeffizient $n = \frac{v_1}{v_2}$ sehr nahe bei 1 liegt (17). Neuere Untersuchungen scheinen jedoch darauf hinzuweisen, daß die Ablenkung durch Brechung bei Frequenzen zwischen 2,25 MHz und 4 MHz bis in den Zentimeterbereich reichen kann (18).

3. Absorption

Durchläuft eine Schallwelle Gewebe, so wird ein Teil der Energie der Welle absorbiert und in Wärme umgewandelt. Bezeichnet man die Intensität des Schalls an einem Ort x_0 mit I_0 und an einem Ort x mit dem Abstand $d = (x - x_0)$ mit I_x , so ergibt sich das Schwächungsgesetz der Intensität:

$$I_x = I_0 \cdot e^{\alpha \cdot d}$$

α = Absorptionskoeffizient

Der Absorptionskoeffizient α ist sowohl vom durchschallten Gewebe als auch von der Untersuchungsfrequenz abhängig. Es wurde nachgewiesen, daß die Absorption im biologischen Gewebe in guter Näherung ein lineares Verhältnis zur Frequenzsteigerung zeigt und nicht wie in Flüssigkeiten mit dem Quadrat der Frequenz zunimmt (8,9).

4. Nah- und Fernfeld

Ein Ultraschallschwinger strahlt den Schall in einem für ihn charakteristischen Feld ab. Durch Überlagerung von einzelnen Kugelwellen (Huygenssches Prinzip) entsteht eine Wellenfront, die aus mehreren Intensitätsmaxima besteht. Die Zahl der Maxima, die in einer Ebene parallel zur Schwingeroberfläche liegen, nimmt mit der Entfernung vom Schwinger ab.



Abb.2, (15)

Das letzte Maximum in der Schallbündelachse kennzeichnet das Ende des Nahfelds. Die Nahfeldlänge ist gegeben durch die Gleichung

$$N = \frac{D^2 - \lambda^2}{4\lambda} \sim \frac{D^2}{4\lambda} \quad (\text{da } D \gg \lambda) \quad (13)$$

D = Schwingerdurchmesser

λ = Wellenlänge

Wegen der Inhomogenität des Nahfelds ist für die diagnostische Anwendung des Ultraschalls aus physikalischen Gründen ein Arbeiten im (homogenen) Fernfeld erstrebenswert. Im Übergang vom Nah- zum Fernfeld ist eine Einschnürung des Schallbündels vorhanden, der natürliche Fokus. An dieser Stelle ist die Querauflösung besonders gut. Wie aus obiger Gleichung abzuleiten ist, wird das Nahfeld mit zunehmender Frequenz länger, und der natürliche Fokus wandert von der Schwingeroberfläche weg.

5. Auflösungsvermögen

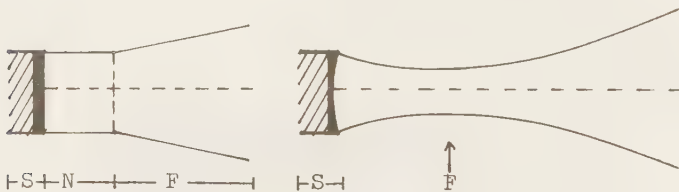
Das Auflösungsvermögen ist definiert als der kleinste Abstand von zwei Bildpunkten, die noch getrennt zur Darstellung kommen. Man unterscheidet dabei Längs- und Querauflösung. Die Längs- oder auch Tiefenauflösung ist abhängig von der Pulsdauer, die bei den modernen Geräten etwa einer ganzen Wellenlänge entspricht. So sind bei 2 MHz Ultraschallfrequenz - übliche Impulsdauer $1 \mu\text{s}$ - in Strahlrichtung noch Grenzflächen von ca. 1 bis 2 mm Abstand in weichem Gewebe trennbar (17).

Die Querauflösung wird im Wesentlichen von der Breite des Schallbündels an dem entspre-

chenden Ort bestimmt. Die niedrigste Breite besitzt der Schallstrahl eines - nicht fokussierten - Schwingers am Übergang vom Nah- zum Fernfeld (natürlicher Fokus, siehe Abb.3).

6. Fokussierung

Für Ultraschallwellen sind im diagnostischen Frequenzbereich die Gesetze der Optik mit Einschränkungen anwendbar. Deshalb kann man das Schallfeld eines Schwingers mit konkav geschliffenen Linsen fokussieren. Dabei entsteht im Schallfeld an der Stelle, die etwa dem Mittelpunkt des Krümmungsradius der Linse entspricht, eine Einschnürung - ein künstlicher Fokus.



nicht fokussierter
Schwinger

S = Schwinger

N = Nahfeld

F = Fernfeld

fokussierter
Schwinger

S = Schwinger

F = Fokus

Abb.3

In einem gewissen Bereich um diesen Fokus ist das laterale Auflösungsvermögen besser als beim nicht fokussierten Schallfeld. In größerer Entfernung vom Fokus kann das Auflösungsvermögen, bedingt durch die stärkere Divergenz des Schallbündels, jedoch schlechter werden als beim nicht fokussierten Schallbündel (20). Abbildung 4 soll an Beispielen, die mit den durchgeführten Versuchen vergleichbar sind, zeigen, welchen Einfluß verschiedenartige Fokussierungen auf die Abbildungseigenschaften eines Schwingers haben. Die Abbildung zeigt einen Querschnitt durch ein entsprechend fokussiertes Schallfeld mit dem ein Schnittbild in einer festgelegten Ebene gefertigt wird. Die Schnittebene liegt senkrecht zur Bildebene.

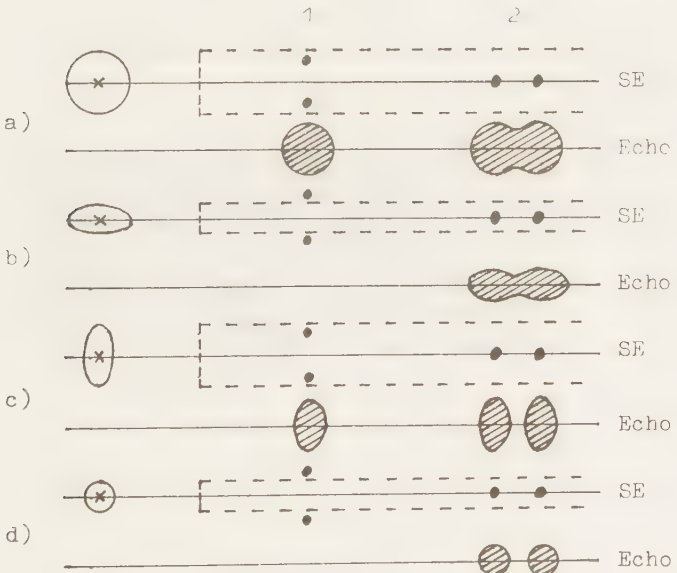


Abb.4 (Erläuterung siehe nächste Seite)

- a) nicht fokussiertes Schallfeld:
Bildpunkte außerhalb der Schnittebene (SE) (1) werden als Echos in die SE projiziert. Bildpunkte in der SE (2) werden als Echos nicht getrennt dargestellt.
- b) nur senkrecht zur SE fokussiertes Schallfeld:
Bildpunkte außerhalb der SE (1) treten nicht als Echos auf. Bildpunkte in der SE (2) werden als Echos nicht getrennt dargestellt.
- c) nur parallel zur SE fokussiertes Schallfeld:
Bildpunkte außerhalb der SE (1) werden als Echos in die SE projiziert. Bildpunkte in der SE (2) werden als Echos getrennt dargestellt.
- d) konzentrisch (parallel und senkrecht zur SE) fokussiertes Schallfeld:
Bildpunkte außerhalb der SE (1) treten nicht als Echos auf. Bildpunkte in der SE (2) werden als Echos getrennt dargestellt.

III. Methode

1. Gerät, Schallköpfe, Linsen

Für unsere Untersuchungen stand uns ein Ultraschallgerät vom Typ des Compound-Scanners (Tomoson, Fa.Siemens) und insgesamt 3 handelsübliche Schallköpfe mit Frequenzen von 2,25 MHz, 3,5 MHz und 4 MHz zur Verfügung. Durch Aufschrauben von 3 verschiedenen Linsen aus Plexiglas auf den 2,25 MHz- und auf den 4 MHz-Kopf konnte das Schallfeld auf verschiedene Weise fokussiert werden.

Die planparallele Linse bewirkte keine Fokussierung; die zylindrische Linse fokussiert das Schallfeld entweder senkrecht zur Schnittebene oder, durch Verdrehen um 90^0 , parallel zur Schnittebene; die sphärisch geschliffene Linse gibt dem Schallfeld eine konzentrische Fokussierung.

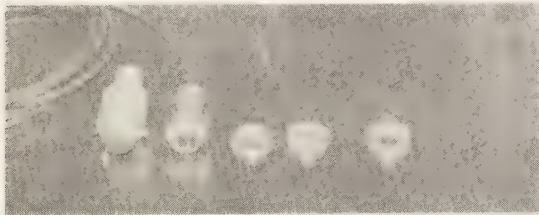


Abb.5 Verwendete Schwinger und Linsen
(v.l.n.r.: 2,25 MHz-Schwinger, 4 MHz-Schwinger,
planparallele Linse, zylindrische Linse,
sphärische Linse)

Zur Vereinfachung der Angaben werden folgende Abkürzungen gewählt:

3,5 N : zur Serienausstattung des Tomosons gehörender Schallkopf mit einer Frequenz von 3,5 MHz (N = normal).

Für den 2,25 MHz- bzw. den 4 MHz-Schallkopf mit der Möglichkeit, Linsen aufzuschrauben:

2,25 P bzw. 4 P : planparallele Linse aufgesetzt.

2,25 ZS bzw. 4 ZS : zylindrische Linse mit Fokussierung senkrecht zur Schnittebene aufgesetzt.

2,25 ZP bzw. 4 ZP : zylindrische Linse mit Fokussierung parallel zur Schnittebene aufgesetzt.

2,25 S bzw. 4 S : sphärische Linse aufgesetzt.

Aus der nachstehenden Tabelle können die im Labor ermittelten Werte der Fokalbereiche der verschiedenen Schwinger-Linsenkombinationen entnommen werden.

	Linse P	Linse ZS	Linse ZP	Linse S
2,25 MHz-Schwinger	1,5 - 2 cm	5 cm	6 - 7,5 cm	4 - 5,5 cm
4 MHz-Schwinger	5 cm	10,5 - 12 cm	8,5-10,5 cm	4,5-6,5 cm

Tab.1

Zur fotografischen Fixierung der Sonogramme stand uns eine Polaroid-Kamera zur Verfügung.

Vorteilhaft war, daß das Bild sofort demonstriert werden konnte. Dabei ist zu bemerken, daß beim Abfotografieren von Ultraschallbildern ein Qualitätsverlust, bedingt durch die gröbere Grauwertabstufung des Filmmaterials, gegeben ist.

2. In vitro-Versuche

Um die Fokussierungseigenschaften der verschiedenen Linsen an wohlbekannten Prüfobjekten darzustellen, wurden eine Reihe von Vorversuchen in vitro durchgeführt.

Es wurde ein Stück Darm vom Schwein ($\varnothing$ ca. 2,5 cm) und ein Stück Darm vom Schaf ($\varnothing$ ca. 1,5 cm) mit 10 %iger Kochsalzlösung gefüllt, an beiden Enden zugeschnürt und so in einem mit Wasser gefüllten rechteckigen Plexiglas-aquarium befestigt, daß sich beide Darmstücke auf gleicher Höhe im jeweiligen Fokusbereich der entsprechenden Schwinger-Linsenkombination befanden. Die Darmstücke lagen als röhrenförmige Lumina senkrecht zur Schnittebene und wurden deshalb auf dem Monitor als Kreise dargestellt.

Weiter sollte gezeigt werden, wie sich die Abbildungseigenschaften eines konzentrisch fokussierten Schwingers mit dem Abstand vom Schallkopf ändern. Für diese Abbildungen wurde der 2,25 S-Schallkopf verwendet. Dazu wurden die beiden Darmstücke in einer Entfernung von 1 cm bis 15 cm vom Schallkopf in 2 cm Schritten

im Wasserbad befestigt und jeweils Schnittbilder gefertigt.

Als dritter Vorversuch wurde das Auflösungsvermögen und die Abbildungseigenschaften der verschiedenen Schwinger-Linsenkombinationen an röhrenförmigen Lumina mit einem Durchmesser von ca. 1,7 cm in verschiedenen Abständen vom Prüfkopf untersucht. Für diesen Versuch wurde ein Kunststoffhandschuh (Triflex vinyl examination gloves) mit Wasser gefüllt, am offenen Ende verschlossen und so im Wasserbad befestigt, daß vier Finger in verschiedenen Tiefen untereinander standen. Damit wurde erreicht, daß sowohl im jeweiligen Fokusbereich als auch an anderen Stellen des Ultraschallfeldes stehende röhrenförmige Lumina auf einem Schnittbild abgebildet werden konnten; in vivo etwa vergleichbar mit quer geschnittenen größeren Gefäßen oder Zysten.

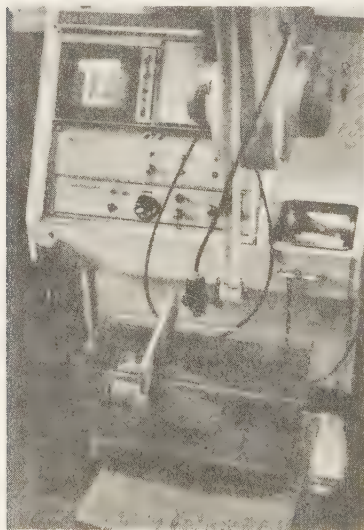


Abb.6

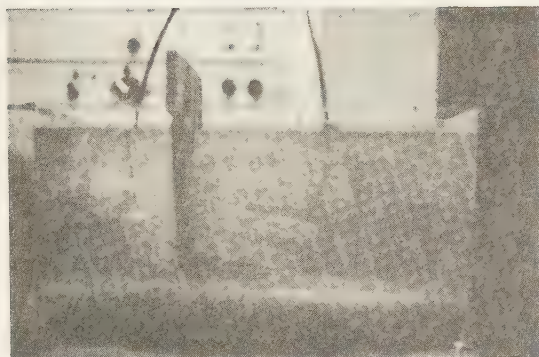


Abb.7

3. In vivo-Versuche

Für die Untersuchungen an biologischem Gewebe wurden dieselben Ultraschallschwinger und Linsen benützt wie für die Vorversuche im Wasserbad. Um die Abbildungseigenschaften und das Auflösungsvermögen der Ultraschall-Köpfe und Linsen gut beurteilen zu können, sollten die Sonogramme bestimmte Merkmale aufweisen.

Für die Abbildung von kleinen flüssigkeitsgefüllten Hohlsystemen wurden bei 4 ausgewählten Patienten 6 Untersuchungsreihen durchgeführt. 4 Bildserien wurden mit dem 2,25 MHz-Schwinger aufgenommen. Mit dem 4 MHz-Schwinger wurden bei den in vivo-Versuchen 2 Bildserien einer Stauungsleber aufgenommen.

Der Übergang von 2 parenchymatösen Organen wurde bei 2 Patienten mit einem Schnittbild durch die rechte Niere und die Leber dargestellt. Dabei war die Leber-Nierengrenze am kranialen Pol der rechten Niere von besonderem Interesse.

Um an der Abgrenzung eines flüssigkeitsgefüllten größeren Hohlorgans das Auflösungsvermögen der Schwinger darzustellen, wurde bei einem Patienten ein Längsschnitt durch die Gallenblase gelegt.

War bei einem Patienten nach mehreren Versuchen eine geeignete Schnittebene gefunden, wurde diese auf der Haut des Patienten markiert. Die Fixierung des Einfallswinkels des Schallstrahls transversal zur Schnittführung war

durch die Gerätemechanik gewährleistet. Auf diese Weise konnte mit einer durch die Atemverschieblichkeit bedingten Ungenauigkeit dieselbe Schnittebene mit den verschiedenen Schallköpfen und Linsen reproduziert werden. Brachte eine Schnittführung zu große Abweichung bezüglich der auf dem vorhergehenden Bild sichtbaren Strukturen, wurde der Untersuchungsschnitt, zum Teil auch mehrmals, wiederholt, bis eine befriedigende Übereinstimmung mit den Strukturen auf den vorher aufgenommenen Bildern gegeben war. Bei den Untersuchungen von Gallenblase und Niere bereitete die Reproduktion der Schnittebenen im Gegensatz zu den Schnitten durch die Leber vergleichsweise nur geringe Schwierigkeiten.

Die einzelnen Bildserien wurden nach Abschluß der Versuche von verschiedenen Personen beurteilt und daraus ein "Mittelwert" gebildet. Die Beurteilung erfolgte nach Gesichtspunkten, die an den theoretischen Überlegungen bezüglich Abbildungseigenschaften und Auflösungsvermögen ausgerichtet waren. Es sollte dabei festgestellt werden, ob sich jeweils beim Wechsel von der Linse P zu ZS, von ZS zu ZP und von ZP zu S eine Verbesserung des Auflösungsvermögens und der Bildqualität erzielen ließ. Bei jeder Bildserie wurde zusätzlich mit dem zur Standardausrüstung des Tomosons gehörenden 3,5 MHz-Schallkopf (3,5 N) ein Sonogramm angefertigt.

IV. Ergebnisse

1. In vitro-Versuche

Die Bildserien aus den Vorversuchen wurden nach Kriterien beurteilt, die direkt mit der Qualität und der Aussagekraft eines Sonogramms in Verbindung stehen; formgerechte Abbildung des Objekts, Darstellung des zystischen Charakters von flüssigkeitsgefüllten Hohlräumen, Größe der Einzelreflexe und Abbildungseigenschaften im und außerhalb des Fokusbereiches.

Serie A, Handschuh:

- 2,25 P: nur in der Nähe des Fokusbereiches erkennbare Kreisform der Abbildung.
- ZS: im Fokusbereich befriedigende Darstellung; breite Einzelechos.
- ZP: im Fokusbereich gute Darstellung; kleinere Einzelechos als bei ZS; mit zunehmender Entfernung vom Fokus Verschlechterung der Abbildung.
- S: im Fokusbereich gute Darstellung; außerhalb des Fokus noch befriedigende Darstellung, jedoch deutliche Verbreiterung der Einzelechos.
- 4 P: erkennbare Kreisform der Abbildungen; mit zunehmender Entfernung vom Fokus Verschlechterung des Auflösungsvermögens (Artefakte durch Mehrfachreflexionen).
- ZS: befriedigende Darstellung; breite Einzelechos.

- ZP: im Fokusbereich bessere Auflösung als bei ZS; kleinere Einzelechos als bei ZS.
- S: im Fokusbereich gute Darstellung, die jedoch mit zunehmender Entfernung rasch schlechter wird (bedingt durch die starke Divergenz des Schallstrahls im Fernfeld).

Serie B, Darmstücke:

- 2,25 P: befriedigende Darstellung; breite Echos.
- ZS: tangential getroffene Wände liefern kaum Echos; breite Einzelreflexe.
- ZP: ähnlich wie ZS; Einzelreflexe etwas schmaler als bei ZS.
- S: ähnlich ZP; Einzelreflexe schmaler.
- 4 P: kleines Darmstück nicht erkennbar; Störungen durch Mehrfachreflexionen.
- ZS: kleineres Darmstück andeutungsweise erkennbar; breite Einzelechos.
- ZP: kleineres Darmstück deutlicher als bei ZS; Einzelechos kleiner als bei ZS.
- S: kleineres Darmstück erkennbar; kleine Einzelechos.

Serie C, Darmstücke in verschiedenen Wassertiefen:

Vom Schwinger zum Fokus hin kontinuierliche Verbesserung der Abbildungen und Verschmälerung der Einzelreflexe. Im Fokusbereich sehr gute Abbildungseigenschaften. Mit zunehmender Entfernung vom Schwinger Verschlech-

terung der Bilder infolge des geringeren Auflösungsvermögens. Der zystische Charakter (echofreies Lumen) geht verloren. In 15 cm Tiefe ist keine Identifizierung mehr möglich.

2. In vivo-Versuche

Die Beurteilung der Bildserien erfolgte im Hinblick auf Auflösungsvermögen und Bildqualität. Von Interesse waren kleine, mittlere und große Gefäße, Gallengänge, Gallenblase und die Nieren-Lebergrenzen, soweit diese Strukturen auf den Schnittbildern zu sehen sind. Im Einzelnen ergab sich folgende Beurteilung:

Serie D, Stauungsleber:

2,25 P: keine klare Darstellung (Echofreiheit) des Lumens kleinerer und mittlerer Gefäße.

ZS: longitudinal geschnittene Gefäße sind teilweise echofrei; transversal geschnittene Gefäße sind echofrei.

ZP: longitudinal und transversal geschnittene Gefäße nicht echofrei.

S: longitudinal und transversal geschnittene Gefäße sind echofrei und scharf abgebildet.

4 P: keine Gefäße als solche erkennbar.

ZS: Gefäße erkennbar; Lumen nicht echofrei.

ZP: Gefäße erkennbar, jedoch wie bei ZS Lumina nicht echofrei; Einzelechos kleiner als bei ZS.

S: schräg geschnittene mittlere Gefäße weitgehend echofrei; außerhalb des Fokusbereichs nur geringe Auflösung.

Serie E, Stauungsleber:

2,25 P: Gefäße erkennbar; Lumina nicht echofrei.

ZS: Beurteilung wegen mangelnder Bildqualität nicht möglich.

ZP: transversal geschnittene Gefäße nahezu echofrei; longitudinal geschnittene Gefäße gut dargestellt; Ränder unscharf.

S: im Fokusbereich auch kleinste Gefäße sehr gut dargestellt; mit zunehmender Entfernung vom Fokusbereich schnelle Verschlechterung der Abbildung.

Serie F, Stauungsleber:

2,25 P: Gefäße nicht erkennbar; sehr breite Echos.

ZS: Gefäße kaum erkennbar; sehr breite Echos.

ZP: wie bei ZS.

S: mittelgroße transversal geschnittene Gefäße echofrei; longitudinal geschnittene Gefäße überstrahlt.

Serie G, Stauungsleber:

2,25 P: kleinere Gefäße nicht aufgelöst.

ZS: wie bei P.

ZP: wie bei P.

S: kleine longitudinal geschnittene Ge-

fäße kommen gut zur Darstellung; im Fokus gute Auflösung bis in den Bereich von 1 mm.

Serie H, Stauungsleber:

2,25 P: transversal geschnittene Gefäße sind verschwommen und die Lumina nicht echofrei; auch größere Hohlräume sind nicht echofrei.

ZS: transversal geschnittene Gefäße sind deutlicher als bei P.

ZP: transversal geschnittene Gefäße sind im Innern echoärmer als bei ZS.

S: Randbezirke größerer Hohlräume erst bei S echofrei.

Serie I, Stauungsleber:

2,25 P: nur große Gefäße (v.cava inf.) gut dargestellt.

ZS: tangential geschnittene Gefäße (vv.hepaticae) erkennbar, jedoch viele Echokonturen im Lumen.

ZP: tangential geschnittene Gefäße (vv.hepaticae, v.cava inf.) zeigen eine schärfere laterale Randbegrenzung als bei ZS, jedoch noch keine Echofreiheit.

S: sehr gute Auflösung auch kleinster Gefäße; sowohl tangential als auch transversal geschnittene Gefäße werden im Innern echofrei dargestellt; senkrecht zur Strahlrichtung verlaufende Grenzflächen werden wesentlich schärfer gezeichnet als bei ZS und ZP.

Serie K, Gallenblase längs:

- 2,25 P: Gallenblase als solche erkennbar;
Lumen mit Echos aufgefüllt.
- ZS: Gallenblasenwand etwas exakter dargestellt als bei P; sonst keine Verbesserung der Abbildung.
- ZP: Gallenblasenwand nicht so gut dargestellt wie bei ZS.
- S: bessere Auflösung als bei ZS und ZP, jedoch Lumen nicht echofrei.

Serie L, rechte Niere und Leber (von ventral):

- 2,25 P: Niere unscharf; keine deutliche Nieren-Lebergrenze; Gallengang mit Echos aufgefüllt.
- ZS: Niere deutlicher als bei P; Nieren-Lebergrenze verschwommen; Gallengang kaum erkennbar (wahrscheinlich bedingt durch nicht genau übereinstimmende Schnittebenen bei P und ZS).
- ZP: Niere weniger deutlich als bei ZS; Nieren-Lebergrenze verschwommen; Gallengang mit Echos angefüllt.
- S: deutlich abgrenzbare Niere; Parenchym und Pyelon gut differenzierbar; Nieren-Lebergrenze sehr gut festzulegen.

Serie M, rechte Niere und Leber (von ventral):

- 2,25 P: Nieren-Lebergrenze nicht klar erkennbar; keine Lebergefäße erkennbar.
- ZS: Nieren-Lebergrenze deutlicher als bei P; longitudinal geschnittene Gefäße besser aufgelöst als bei ZP.

ZP: Nieren-Lebergrenze weniger deutlich als bei ZS.

S: gute, jedoch nicht optimale Abgrenzung des kranialen Nierenpols vom Leberrand (wegen Luftüberlagerung muß die Aussage, wie auch bei P, ZS und ZP eingeschränkt werden); sehr gute Darstellung auch kleinerer Gefäße.

Sämtliche Bildserien wurden außerdem von mehreren Personen bezüglich der Verbesserung der Bildqualität und bei den Bildserien in vitro zusätzlich bezüglich der Verringerung des queren Durchmessers der Einzelreflexe beurteilt. Die daraus gebildeten "Mittelwerte" sind aus Tabelle 2 zu entnehmen.

V. Diskussion

Die Detailerkennbarkeit und damit die Aussagekraft eines Sonogramms wird im Wesentlichen durch drei Parameter bestimmt; die Frequenz, das Auflösungsvermögen seitlich und das Auflösungsvermögen längs der Strahlrichtung. Als weitere Variable wäre noch die Bildzeilendichte zu erwähnen, die jedoch ab einer bestimmten Zeilendichte für die Beurteilung des Ultraschallschnittbildes keine entscheidende Rolle spielt (14).

Das Auflösungsvermögen ist definiert als derjenige Abstand zweier Punkte, bei dem diese auf dem Sonogramm gerade noch unterschieden werden können. längs der Strahlrichtung liegt das Auflösungsvermögen mit ca. 1 mm in einem befriedigenden Bereich und wird durch die physikalischen Eigenschaften des Ultraschalls auf diese Dimension begrenzt.

Bei den diagnostischen Ultraschallgeräten besteht somit das Bestreben, das laterale Auflösungsvermögen zu verbessern. Entscheidend hierfür ist bei planen Schwingern das Verhältnis von Schwingeroberfläche zur Frequenz. Ein Ultraschallfeld besteht aus einem inhomogenen Nahfeld mit mehreren sich überlagernden Maximas und aus einem homogenen divergierenden Fernfeld. Deshalb besitzen große Schwinger nur im Fernfeld gute Abbildungseigenschaften (10). Schwingernahe Bezirke werden dagegen schlechter abgebildet. Kleine plane

Schwinger bringen nahe Bezirke besser zur Abbildung, besitzen aber wegen der Strahldivergenz im Fernfeld eine mit dem Abstand zunehmende Verschlechterung der Auflösung. Aus diesen angeführten Gründen müssen für die medizinische Diagnostik kleine Ultraschallschwinger fokussiert werden. Dies geschieht entweder mit optischen Linsen oder durch eine entsprechend konkav geschliffene Schwingeroberfläche. Neuere Technologien elektronischer Real-time Geräte erreichen die Fokussierung durch entsprechende Anordnung und verzögerte Erregung mehrerer Einzelschwinger, jedoch nur in eine Richtung senkrecht zur Schnittebene. Bei bekannten geometrischen Maßen von sphärisch geschliffenen Schwingern können die Fokussierungseigenschaften in Abhängigkeit von der Frequenz schnell aus graphischen Darstellungen und Tabellenmaterial abgeleitet werden (11).

Ziel dieser Arbeit war es herauszufinden, inwieweit die zweiseitige Fokussierung senkrecht und parallel zur Schnittebene eine Verbesserung des Auflösungsvermögens und somit der Bildqualität bringt, oder ob die Fokussierung in nur eine Richtung ausreichend ist.

Sowohl die Vorversuche in vitro als auch die Versuche an biologischem Gewebe bestätigen im Wesentlichen die theoretischen Überlegungen bezüglich des Auflösungsvermögens der verschiedenen fokussierten Schallfelder.

Die mit der planparallelen Linse (P) gewonnenen Schnittbilder zeigen die breitesten Reflexe und

damit das schlechteste laterale Auflösungsvermögen. Eine Verschmälerung der Reflexe ist bei Verwendung der Linse ZS zu beobachten und beim Übergang von der Linse ZS zu ZP ist eine weitere Verschmälerung der Reflexe zu sehen, jedoch nicht so deutlich wie beim Wechsel von P zu ZS. Das beste Auflösungsvermögen besitzen die Ultraschallfelder mit sphärischer Fokussierung (S).

Bei großen Gefäßen ist auch das nicht fokussierte Schallbündel schmal gegenüber dem Gefäßlumen. Die gute longitudinale Auflösung ist in diesem Fall nur von der Wellenlänge und der Pulsdauer, nicht von der Schallfeldbreite abhängig (17). Kleine Gefäße (0,4 cm und weniger) werden dagegen am besten mit den in beiden Richtungen fokussierten Schallfeldern abgebildet. Untersuchungen anderer Autoren an Zysten- und Gefäßphantomen kommen zu ähnlichen Resultaten (5). Dieses Ergebnis ist dadurch zu erklären, daß je nach Breite des Schallfeldes Echos von Strukturen außerhalb der Schnittebene, welche eine unterschiedliche Entfernung vom Schallkopf besitzen, in die Schnittebene projiziert werden. Hierbei können Lageunterschiede im Bereich unter 1 mm bereits zu nicht unerheblichen Einschränkungen des normalerweise guten longitudinalen Auflösungsvermögens führen. Die Abbildung von Grenzflächen brachte ähnliche Ergebnisse. In früheren Arbeiten wurde bereits gezeigt, daß fokussierte Schwinger erhebliche Vorteile mit sich bringen und die

Verbesserung der Abbildung von mehr tangential getroffenen Grenzflächen mit dem fokussierten Schwinger auf dem größeren Konvergenzwinkel im Vergleich zum planen Schwinger beruht (1).

Diese Untersuchungen bezogen sich jedoch nur auf eine Ebene.

Eigene Untersuchungen zeigen nun, daß für tangential getroffene Grenzflächen, wie sie fast in jedem Schnittbild in vivo vorkommen, eine Fokussierung sowohl senkrecht als auch parallel zur Schnittebene zu fordern ist. Je tangentialer die Grenzfläche zur Strahlrichtung steht, umso notwendiger wird eine Fokussierung zur Erzielung eines guten Sonogramms.

Die in-vivo Untersuchungen können zwar nicht exakt quantifiziert werden, bestätigen aber im wesentlichen die Ergebnisse aus den in-vitro Untersuchungen. Bezüglich der Aussagekraft eines Ultraschallbildes liefern die in-vivo Untersuchungen sogar mehr Informationen, denn in der Medizin ist nicht das Auflösungsvermögen von zwei Punkten wichtig, sondern entscheidend ist die Abbildung von Strukturen und die jeweiligen Gewebemuster im Bild.

Bezüglich der Schnittbilder, die mit dem zur Standardausrüstung des Tomosons gehörigen 3,5 MHz-Schwinger angefertigt wurden, wäre noch zu bemerken, daß die Qualität dieser Schnittbilder nur bedingt mit den Bildern der verschiedenen Schwinger-Linsenkombinationen verglichen werden kann, denn die Versuche konnten nur mit begrenztem technischen Aufwand durchgeführt werden. Störfaktoren wie Mehrfachre-

flexionen an den Linsen durch mangelnde Impedanzanpassung, Ankoppelungsschwierigkeiten der konkaven Schlißflächen an die Körperoberfläche, ein nur teilentgastetes Wasserbad und Ähnliches konnten mit einem diesen Versuchen angemessenen Aufwand nicht restlos ausgeschaltet werden. Derartige Schwierigkeiten sind jedoch technischer Natur und daher prinzipiell lösbar. An die Technologie künftiger Ultraschallgeräte, insbesondere die Real-time Geräte für die medizinische Diagnostik, sind somit folgende Forderungen zu stellen:

1. Eine Fokussierung von Ultraschallschwingern für die B-scan Sonographie ist bei Kontaktscannern grundsätzlich anzustreben.
2. Das laterale Auflösungsvermögen ist sowohl abhängig von der Schallfeldbreite in Abstrichrichtung als auch von der Schallfeldbreite senkrecht dazu. Eine Fokussierung nur in Schnittrichtung (also in nur einer Ebene), wie sie bei der elektronischen Fokussierung der Multi-array Geräte der 1. Generation zur Anwendung kommt, ist daher für ein angestrebtes Auflösungsvermögen im Bereich von 1 mm nicht ausreichend.
3. Für Hohlräume und Grenzflächen mit kleinem Krümmungsradius (im mm-Bereich) ist auch das Auflösungsvermögen in Strahlrichtung von der Schallfeldbreite abhängig.
4. Eine laterale und longitudinale Auflösungsgrenze in vivo von ca. 1 mm ist im sogenannten Fokusschlauch bei einer Frequenz von 2,25 MHz bzw. 4 MHz durch Fokussierung erreichbar.

5. Um eine gute Beurteilung des Schnittbildes zu gewährleisten, sollte die Fokussierung möglichst über die gesamte Bildtiefe gleichmäßig sein (continuous focus). Zumindest sollte für den Untersucher die Möglichkeit bestehen, mit einem Schallkopf mit variablem Fokus das optimale Auflösungsvermögen in jeden interessierenden Tiefenbereich zu verlagern.

VI. Zusammenfassung

In 4 Bildserien wurden zylindrische Modelle mit verschiedenen Durchmessern mit 2 Ultraschallköpfen von 2,25 MHz und 4 MHz und 3 dazu passenden Linsen (planparallel, zylindrisch und sphärisch geschliffen) mit einem Ultraschallgerät untersucht. Außerdem wurden mit denselben Ultraschallschwingern und Linsen 11 Untersuchungsreihen an Patienten durchgeführt.

Es sollte dabei untersucht werden, inwieweit sich eine Verbesserung des Auflösungsvermögens und der Bildqualität eines Sonogramms mit zylindrischer Fokussierung parallel bzw. senkrecht zur Schnitttrichtung und mit sphärischer Fokussierung gegenüber einem nicht fokussierten Schallfeld erzielen läßt. Es zeigt sich dabei, daß die besten Ergebnisse mit sphärischer Fokussierung zu erzielen sind und daß im Vergleich dazu eine Fokussierung nur in eine Richtung parallel oder senkrecht zur Schnittebene eine deutlich schlechtere Auflösung mit sich bringt. Mit einer sphärischen Fokussierung ist bei Frequenzen von 2,25 MHz bzw. 4 MHz eine laterale Auflösung im Bereich von 1 mm erreichbar. Für die medizinische Diagnostik ist dabei jedoch zu fordern, daß der Fokus entweder über die gesamte Bildtiefe konstant ist (continuous focus) oder zumindest vom Untersucher in jeden interessierenden Tiefenbereich gelegt werden kann. Entscheidend ist die Schichtdicke des Schallbündels, die nur bei sphärischer Fokussierung auf eine Größenordnung verschmälert wird, die eine gute Auflösung von Strukturen gewährleistet.

Bildserie		Verbesserung der Bild- qualität von			Verschmälnerung der Einzel- reflexe von		
		P-ZS	ZS-ZP	ZP-S	P-ZS	ZS-ZP	ZP-S
A	2,25	+	+	+	+	+	o
	4	+	+	+	o	+	+
B	2,25	+	+	+	+	+	+
	4	+	+	+	o	+	+
D	2,25	+	-	++			
	4	+	o	++			
E	2,25	-	+	+			
	4	-	++	+			
F	2,25	o	+	++			
G	2,25	+	+	++			
H	2,25	+	o	+			
I	2,25	+	+	++			
K	2,25	+	-	+			
L	2,25	o	o	++			
M	2,25	-	+	+			

Einteilung der
Bewertung:

- : schlecht bzw.
schlechter

o : mittel bzw.
gleich gut

+ : gut bzw.
besser

++ : sehr gut bzw.
viel besser

Tab.2

Literatur

1. v.Ardenne,M., Großmann,H., Millner,R.:
Acustica, Vol. 16, 1965/66
2. Bergmann,L.:
Der Ultraschall
S.Hirzel, Stuttgart 1954
3. Dijkgraaf,S.:
Die Sinneswelt der Fledermäuse
Experientia II/11, 1946
4. Engelhart,G.J. und Blauenstein,U.W.:
Ultraschall-Diagnostik am Oberbauch. Normale
Anatomie im Sono-Tomogramm. Klinische Anwendung.
Schattauer Verlag 1972
5. Hassler,D. und Hönig,D.:
Resolution of B-Scanners: widening of con-
ception and corresponding demonstration with
a second kind of test phantom
Vortrag gehalten auf 3rd European Congress on
Ultrasonics in Medicine, Bologna, 1.-5.10.1978
(in Schrift)
6. Hassler,D.:
Einführung in die physikalischen und tech-
nischen Grundlagen der diagnostischen Ultra-
schallverfahren
Der Klinikarzt - Medizin im Krankenhaus
J2995 EX Jahrgang 6, Mai 1977
perimed Verlag Dr.med.D.Straube, Erlangen

7. Holländer, H.J.:
Die Ultraschalldiagnostik in der Schwangerschaft
Urban & Schwarzenberg, München, Berlin, Wien 1972
8. Hüter, Th.:
Messungen der Ultraschallabsorption in tierischen
Geweben und ihre Abhängigkeit von der Frequenz
Die Naturwissenschaften 35, 1948
9. Hüter, Th., Pohlmann, R.:
Eine optische Methode zur Bestimmung der
Ultraschallabsorption in undurchsichtigen,
schallweichen Medien
Zeitschrift für angewandte Physik 1, 1949
10. Kossoff, G.:
The transducer. Handbook of Clinical Ultra-
sound
Wiley, New York 1978
11. Kossoff, G.:
Analysis of focusing action of spherically
curved transducers
Ultrasound in Medicine and Biology
Vol. 5 Number 4, 1979
12. Kratochwil, A.:
Ultraschalldiagnostik in der Inneren Medizin,
Chirurgie und Urologie
Georg Thieme Verlag, Stuttgart 1977

13. Krautkrämer, J. und H.:
Werkstoffprüfung mit Ultraschall
Springer-Verlag, Berlin, Heidelberg,
New York 1975
14. Kresse, H.:
Grundlagen der Deutung des Ultraschall-
Echobildes in der medizinischen Diagnose
Elektromedizin 13, 1968
15. Linhardt, F.:
Über den Einfluß der Schallfeldinter-
ferenzen auf den Fehlernachweis in
Festkörpern
Dissertation Braunschweig 1957
Metall 12, 1958
16. Lutz, H.:
Ultraschalldiagnostik (B-scan) in der
Inneren Medizin
Springer-Verlag, Berlin, Heidelberg,
New York 1978
17. Pätzold, J.:
Kompendium der Elektromedizin; Grundlagen,
Technik, Anwendungen
Siemens AG Berlin und München 1976
18. Weiß, Ch.:
Mündliche Mitteilung

19. Wells, F.N.D.:

Absorption and dispersion of ultrasound
in biological tissue

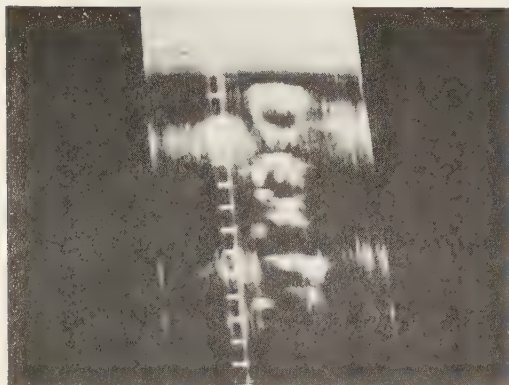
Ultrasound in Medicine and Biology

Vol. 1, Number 4, March 1975

20. White, D.N.:

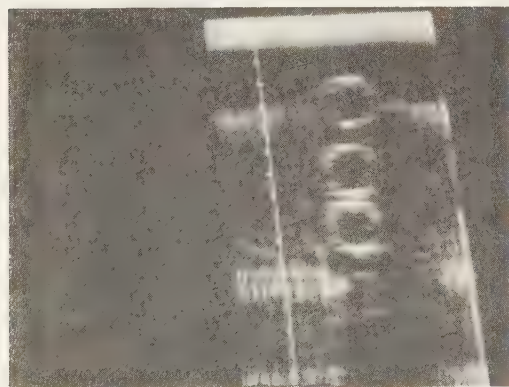
Ultrasound in medical diagnosis

Ultramedison Kingston, Ontario 1976

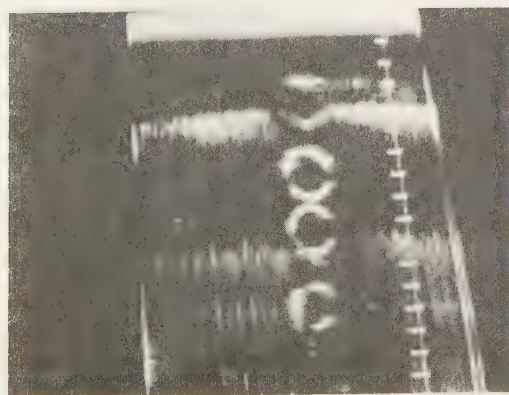


Serie A

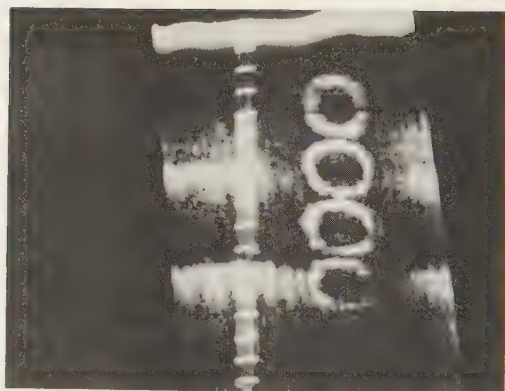
2,25 P



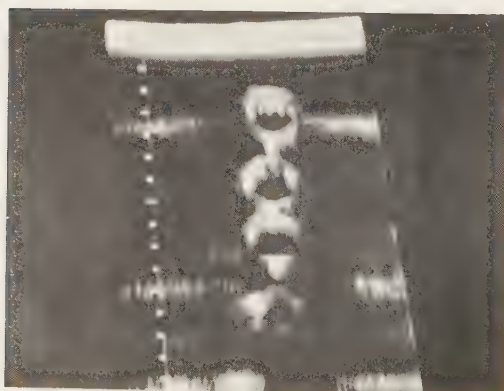
2,25 ZS



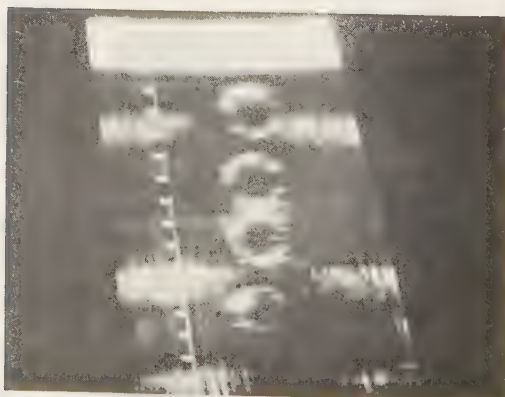
2,25 ZP



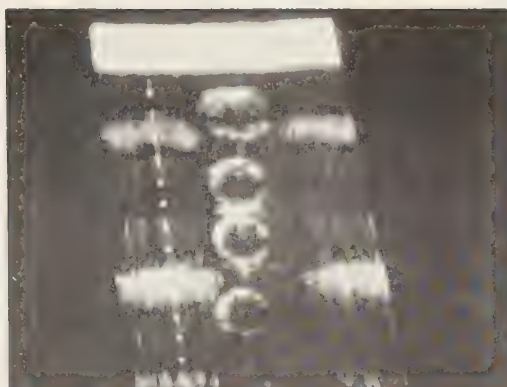
2,25 S



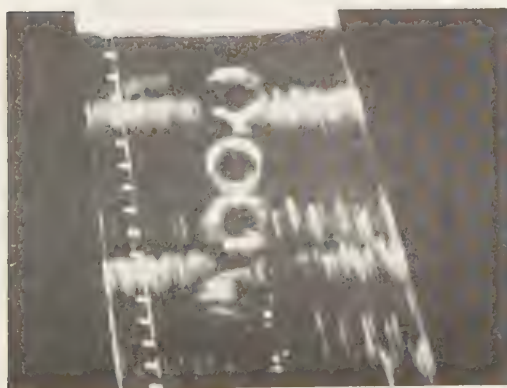
4 P



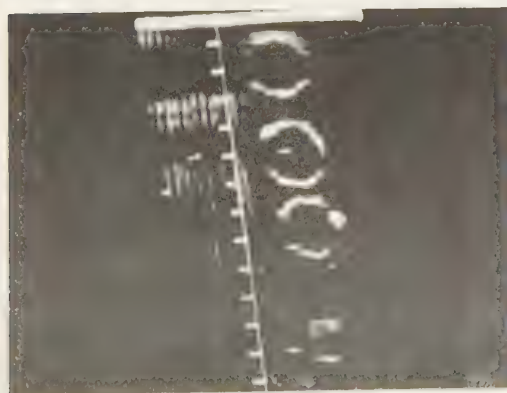
4 ZS



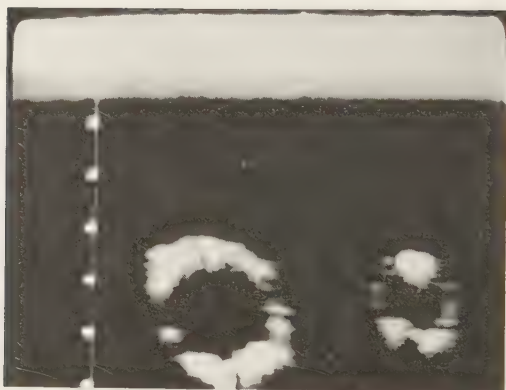
4 ZP



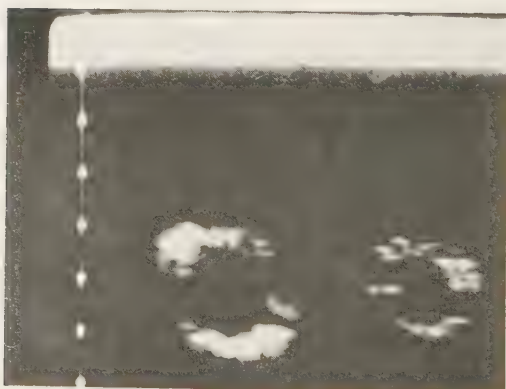
4 S



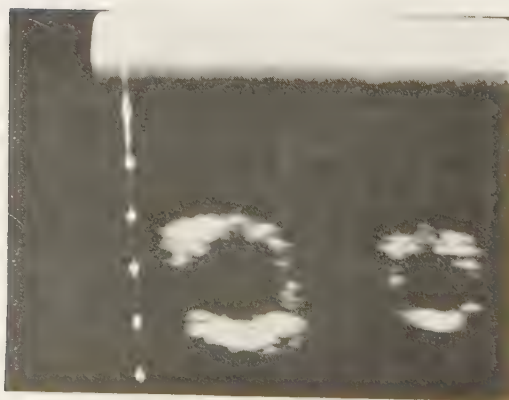
3,5 N



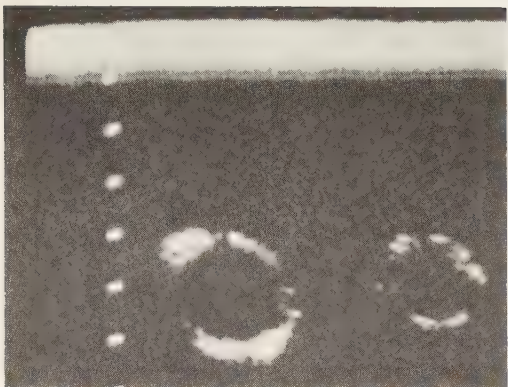
Serie B
2,25 P



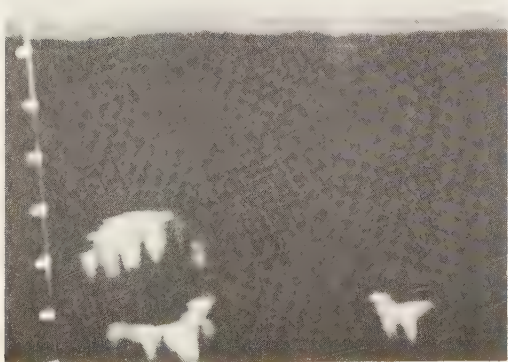
2,25 CS



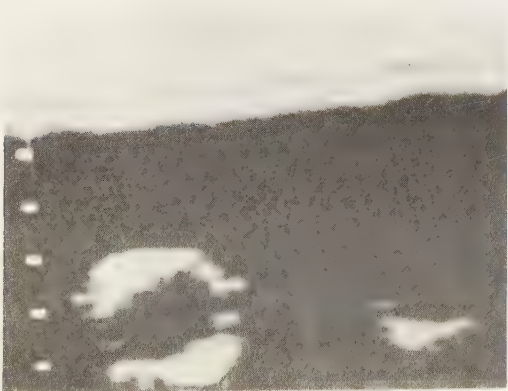
2,25 CF



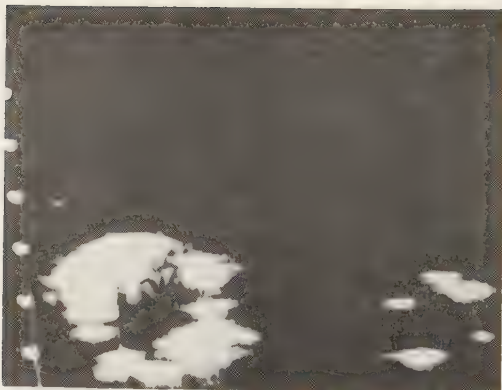
2,25 S



4 P



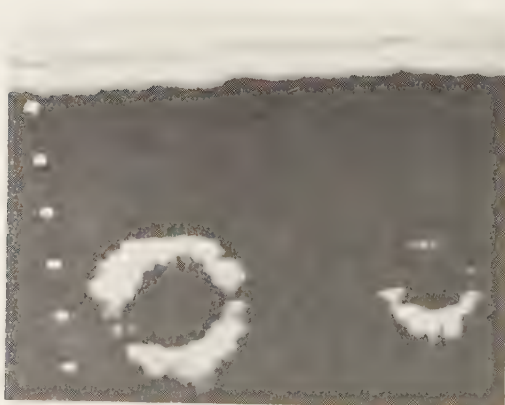
4 ZS
Tiefe 6 cm



4 ZS

Tiefe 9 cm

(Fokusbereich)



4 ZP

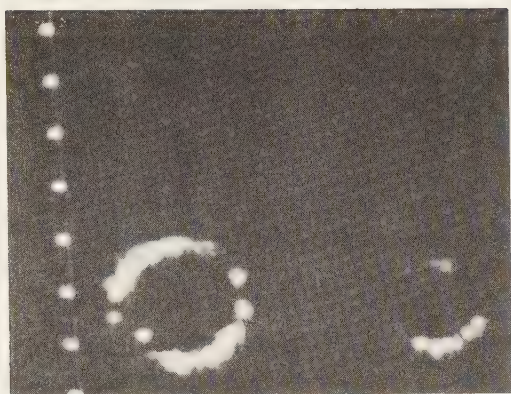
Tiefe 6 cm



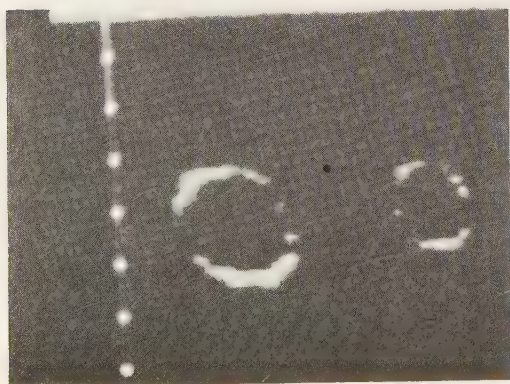
4 ZP

Tiefe 9 cm

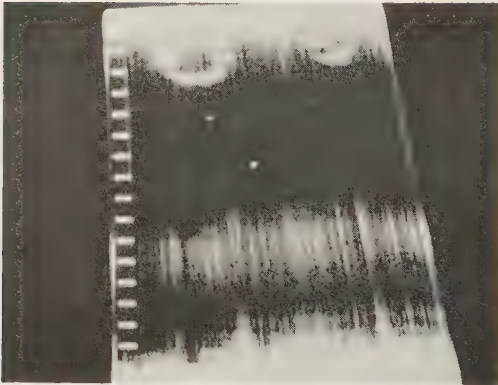
(Fokusbereich)



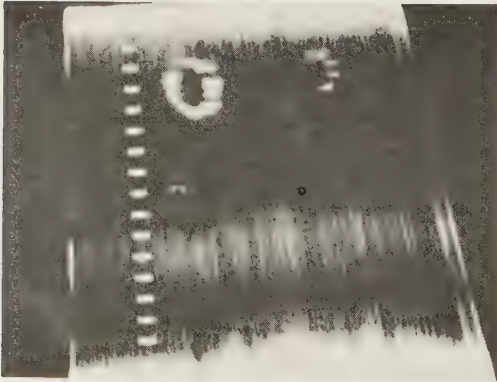
4 S



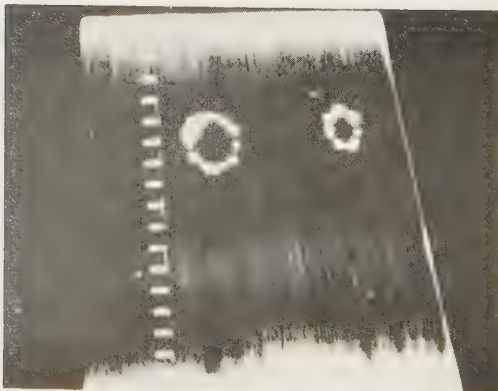
3,5 N



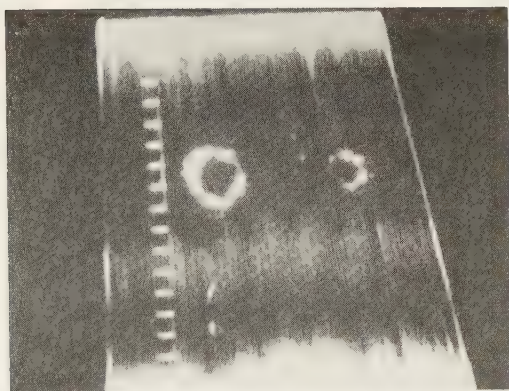
Serie C
2,25 S
1 cm Tiefe



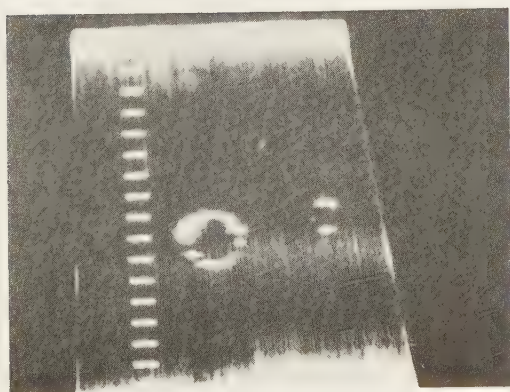
2,25 S
3 cm Tiefe



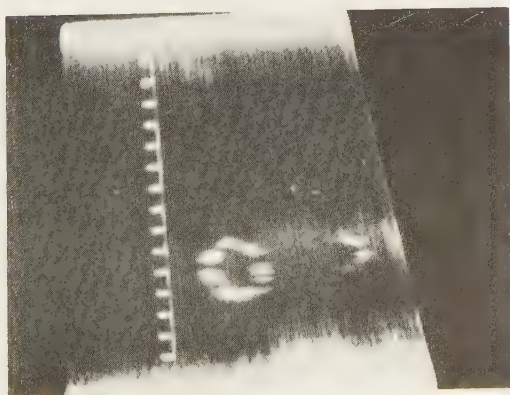
2,25 S
5 cm Tiefe



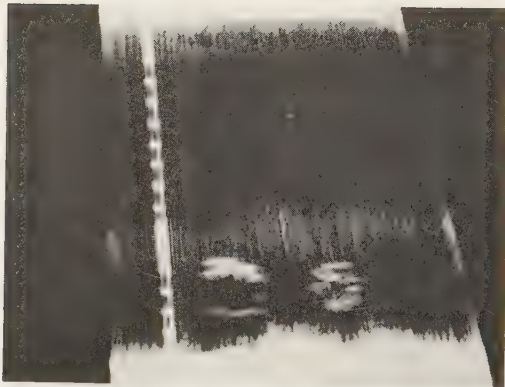
2,25 S
7 cm Tiefe



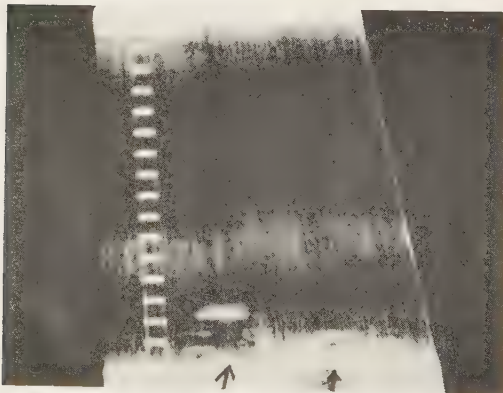
2,25 S
9 cm Tiefe



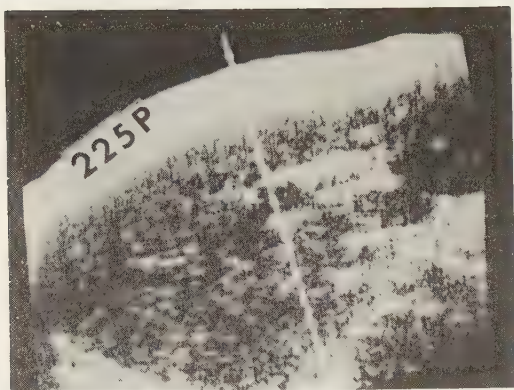
2,25 S
11 cm Tiefe



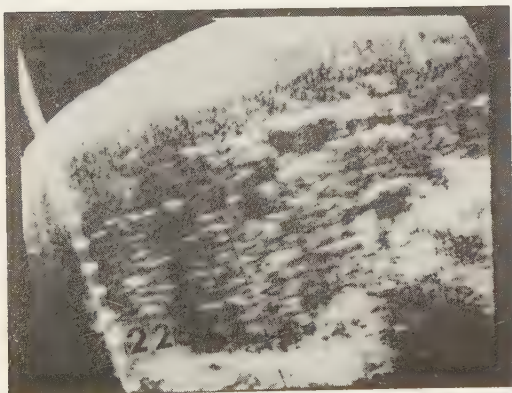
2,25 S
13 cm Tiefe



2,25 S
15 cm Tiefe



Serie D
2,25 P



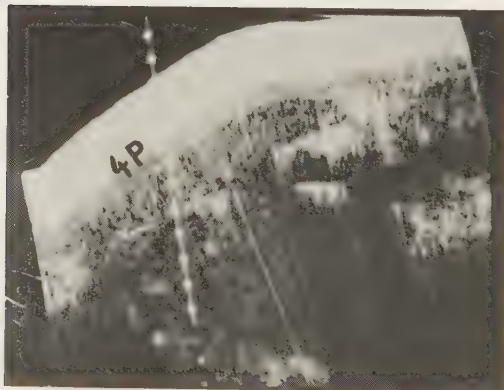
2,25 ZC



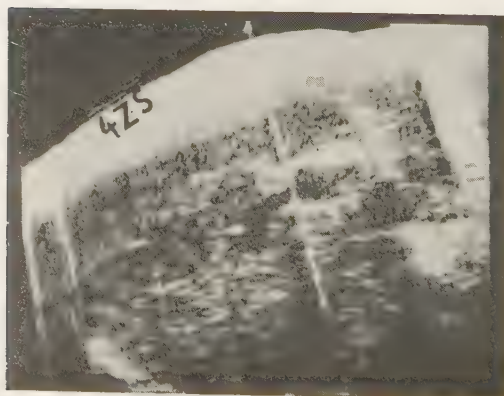
2,25 ZP



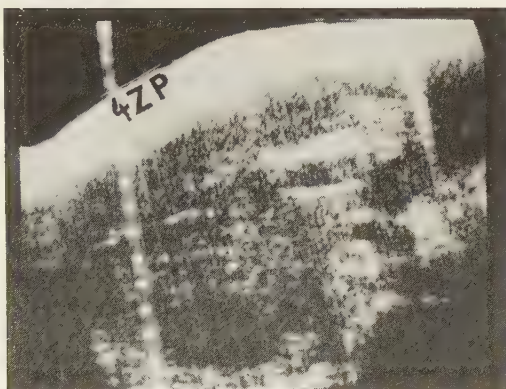
2,25 S



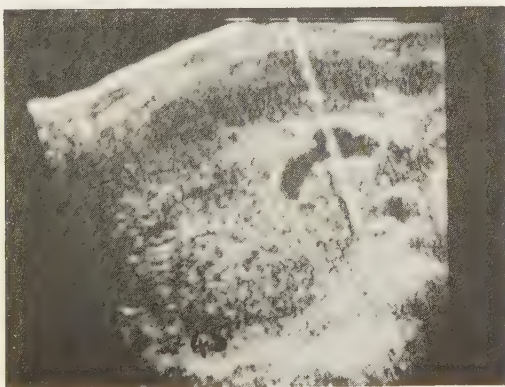
4 P



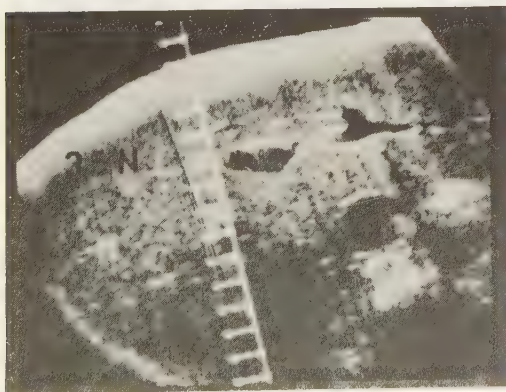
4 ZS



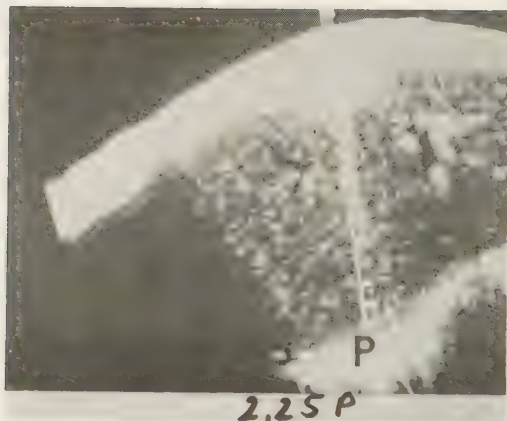
4 ZP



4 S



3,5 N

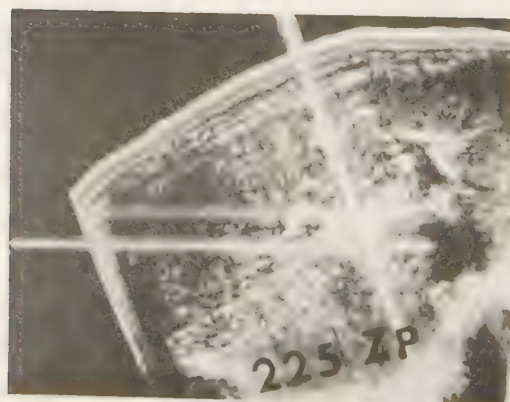


Serie E

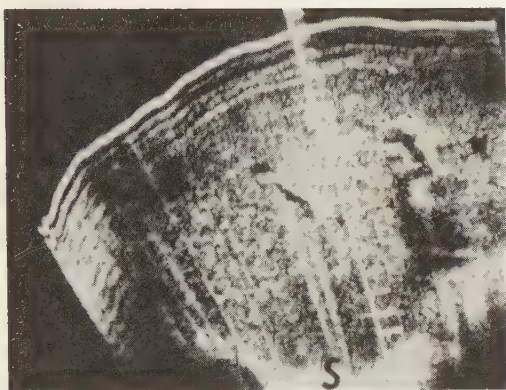
2,25 P



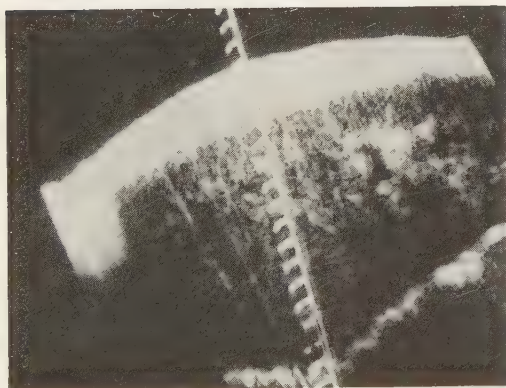
2,25 ZS



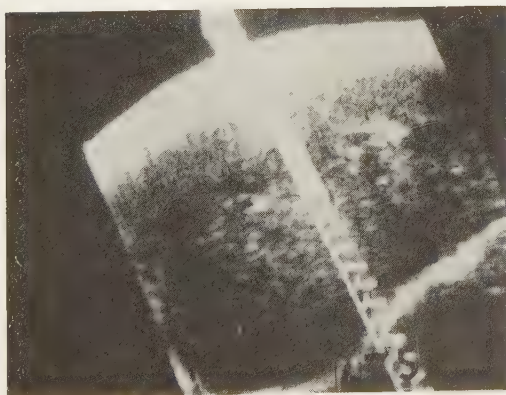
2,25 ZP



2,25 S



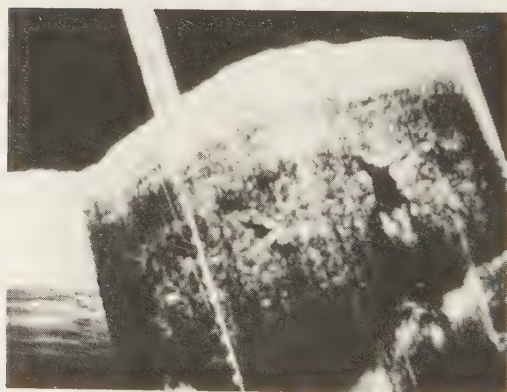
4 P



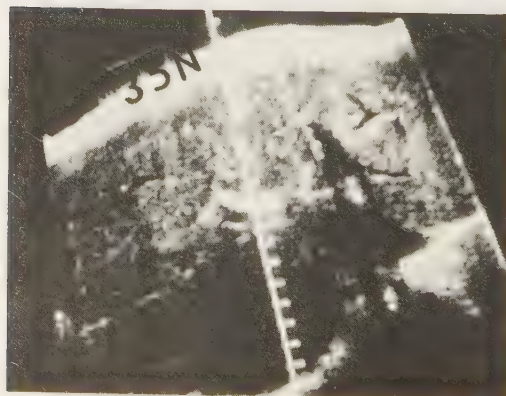
4 ZS



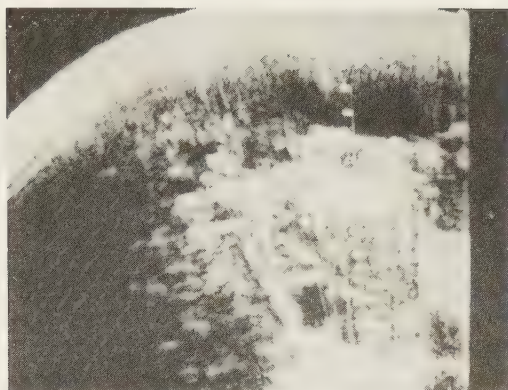
4 ZP



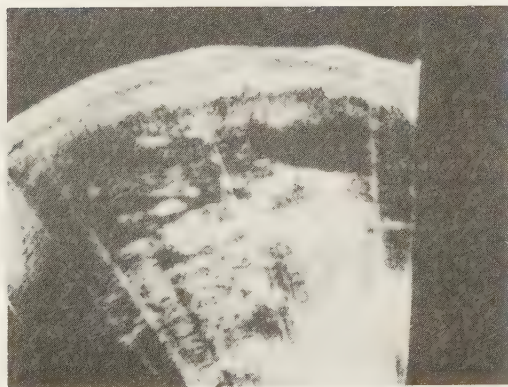
4 S



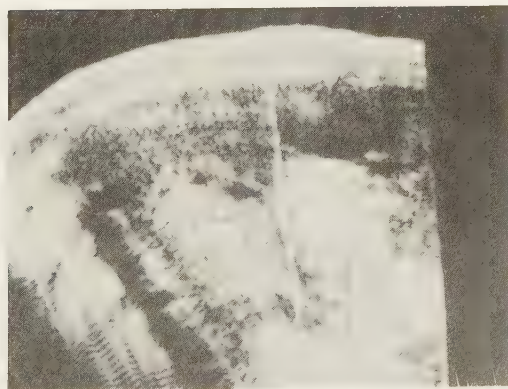
3,5 N



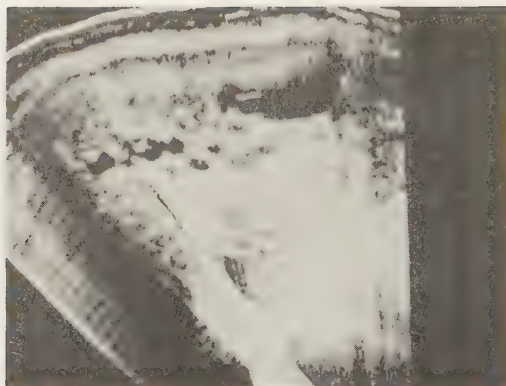
Serie F
2,25 P



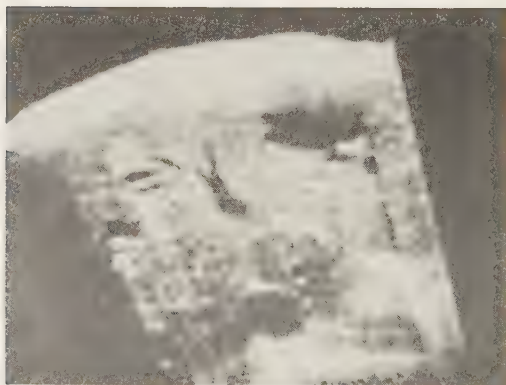
2,25 ZS



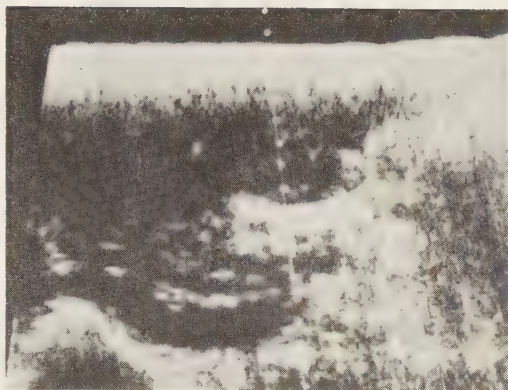
2,25 ZP



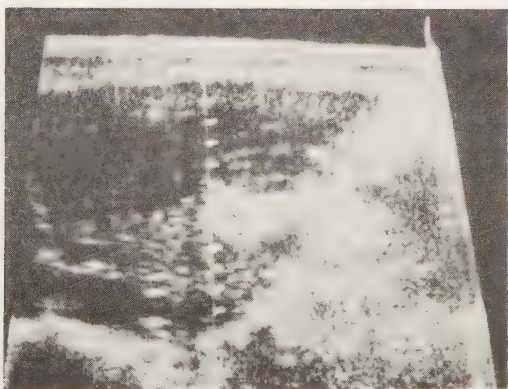
2,25 S



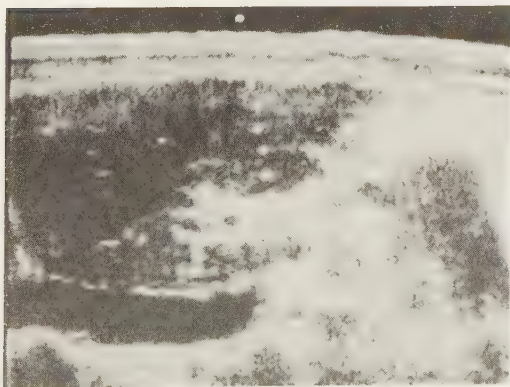
2,5 N



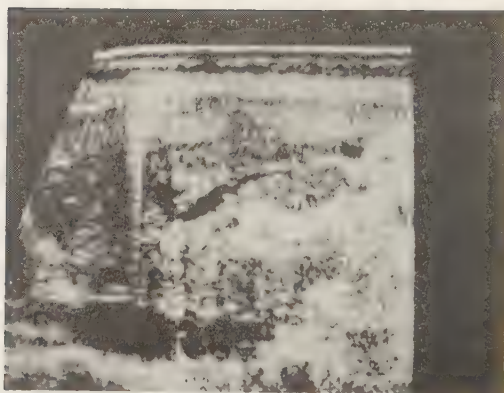
Serie G
2,25 P



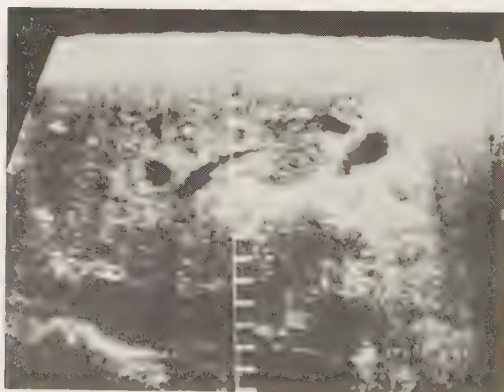
2,25 ZS



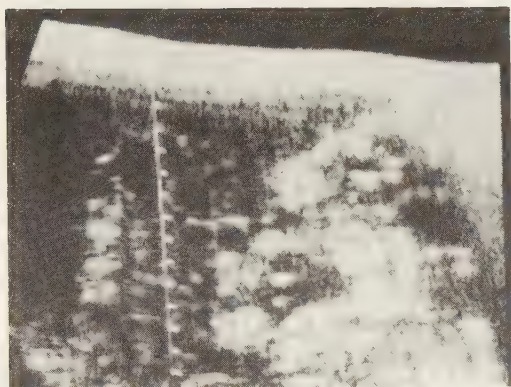
2,25 ZP



2,25 S

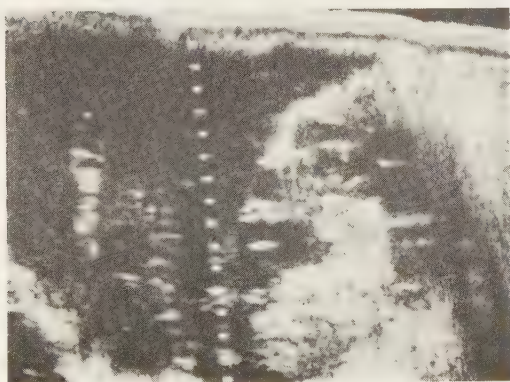


3,5 N

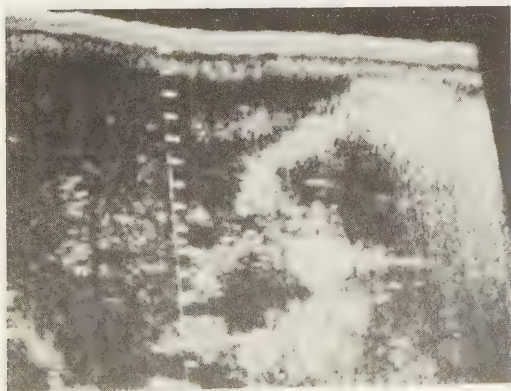


Serie H

2,25 P



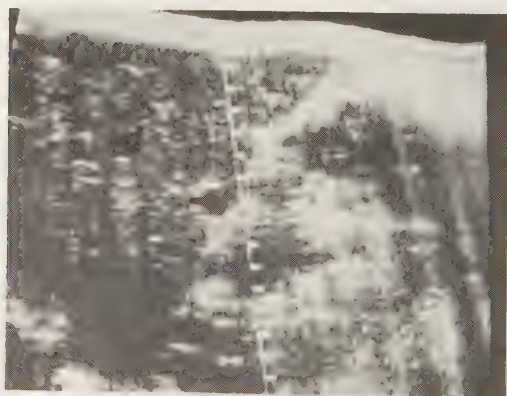
2,25 ZS



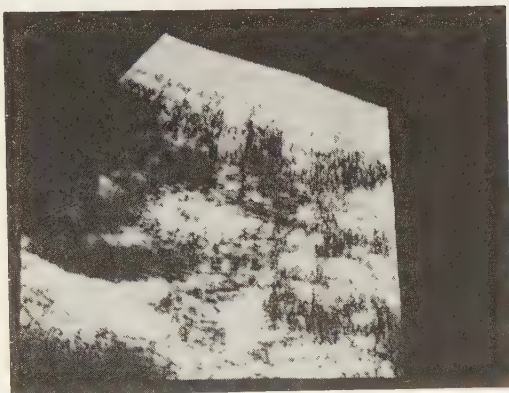
2,25 ZP



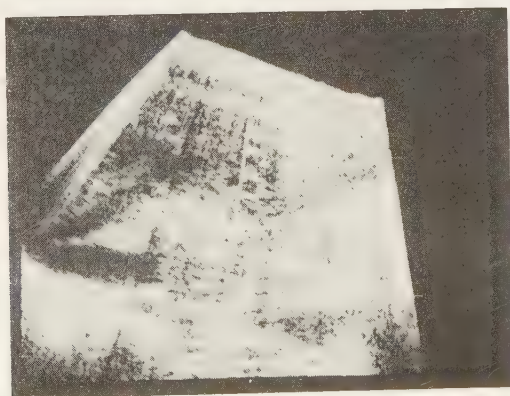
2,25 S



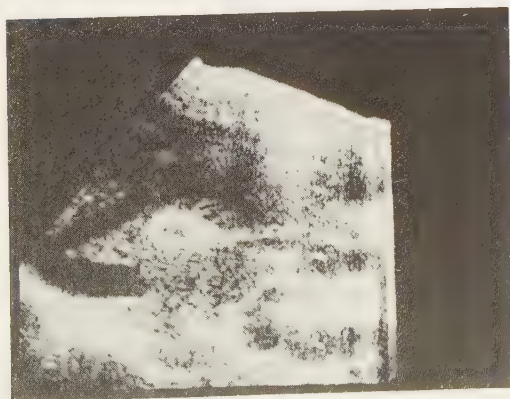
2,5 H



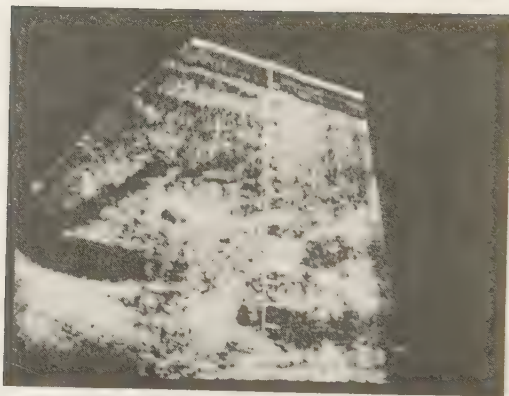
Serie I
2,25 P



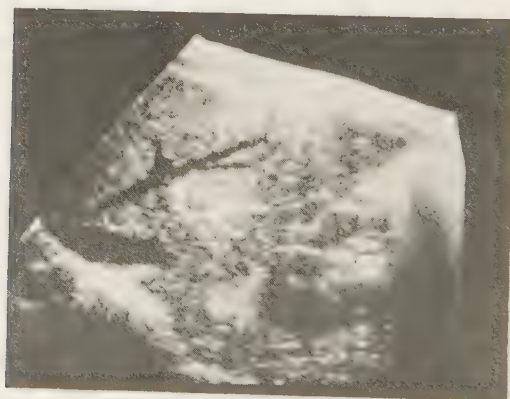
2,25 ZS



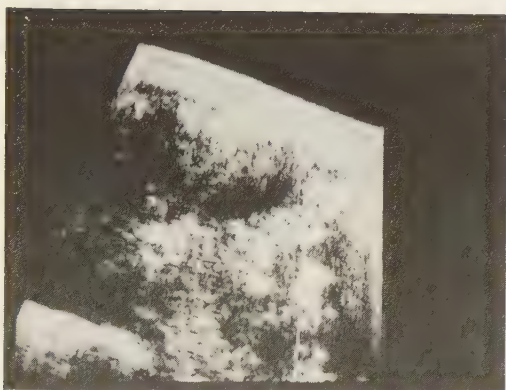
2,25 ZP



1. 2. 3. 4.

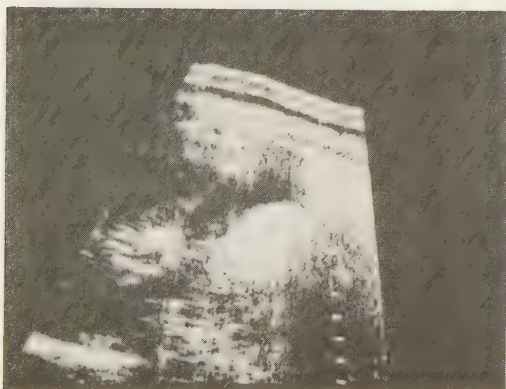


1. 2. 3. 4.

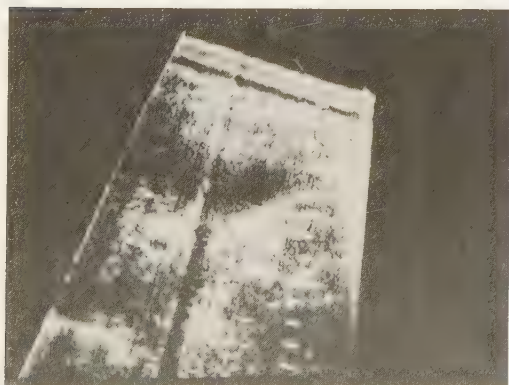


Serie K

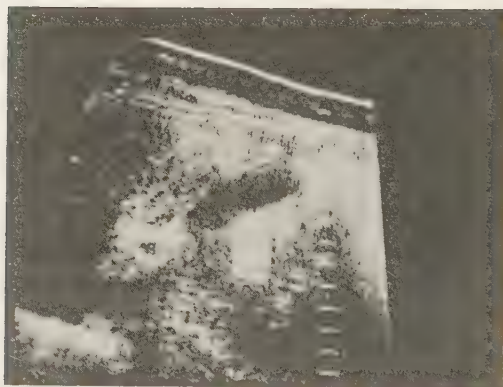
2,25 P



2,25 Z3



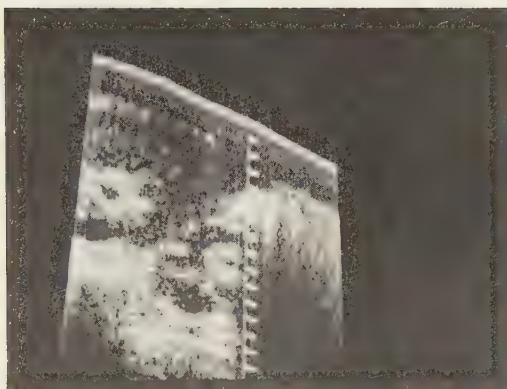
2,25 ZP



2,25 S

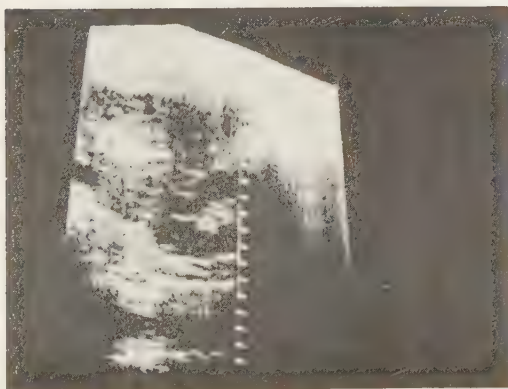


2,25 S

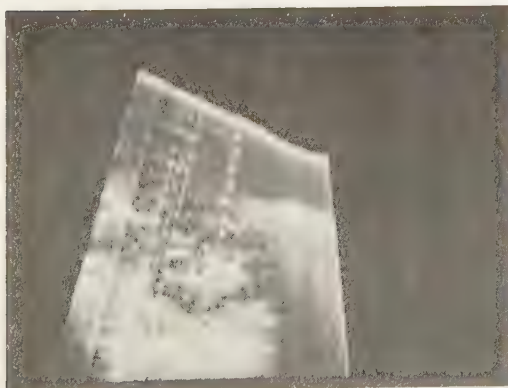


Serie I

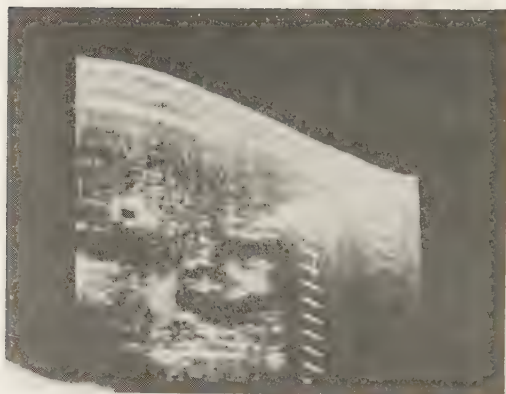
2,25 P



2,25 LS



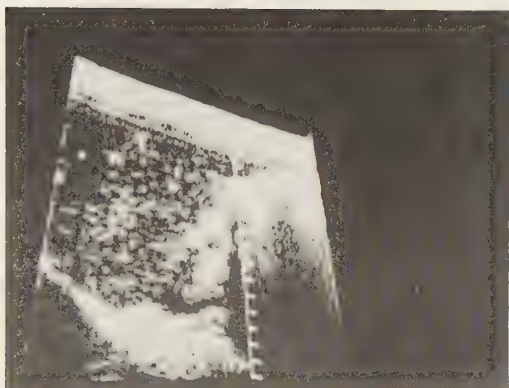
2,25 LI



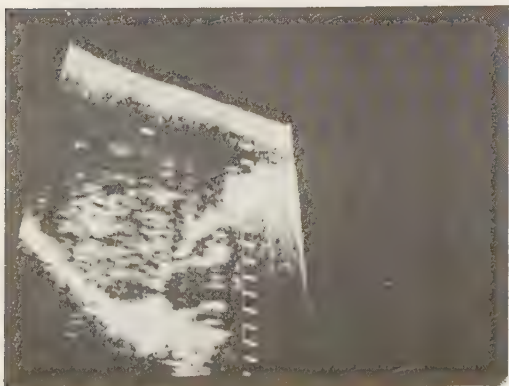
2. 5. 28



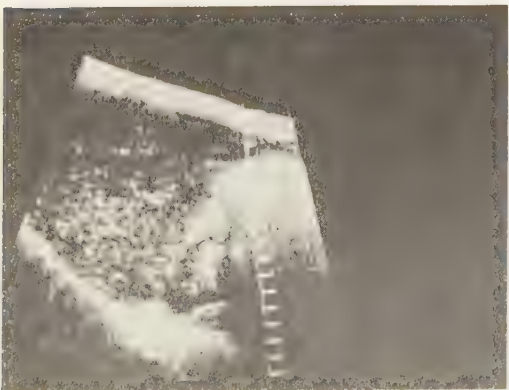
2. 5. 27



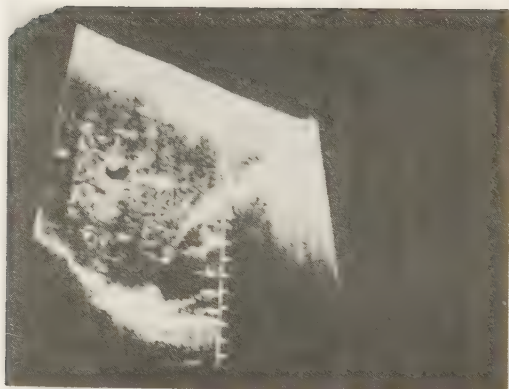
Serie M
2,25 P



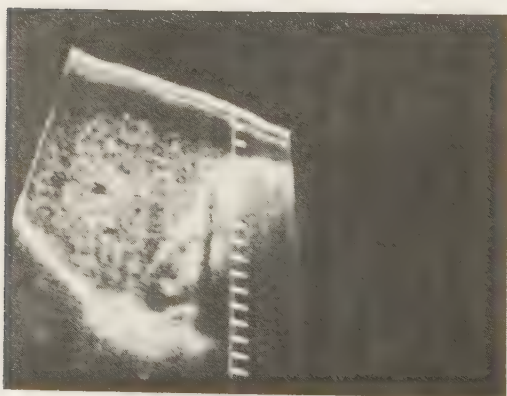
2,25 ZS



2,25 ZP



2. 2. 2.



2. 2. 2.

Herrn Prof. Demling danke ich für die Überlassung
des Themas und für die Übernahme des Referats.

Herrn Dr. Lutz danke ich für die geduldige und
großzügige Förderung meiner Arbeit.

Lebenslauf

Am 26. Januar 1952 wurde ich, Klaus Wagner, als Sohn des Bundesbahnbeamten Anton Wagner und seiner Ehefrau Rosa Wagner in Nürnberg geboren.

Von 1958 bis 1962 besuchte ich die Volksschule Bauernfeind in Nürnberg. 1962 wechselte ich in das Martin-Behaim-Gymnasium in Nürnberg über. Dort erwarb ich 1971 das Abitur.

Vom Wintersemester 1971 bis zum Sommersemester 1975 studierte ich an der Universität Erlangen-Nürnberg Physik/Diplom. Zwischenzeitlich legte ich im Wintersemester 1973 die Diplomvorprüfung im Fach Physik ab. Seit dem Wintersemester 1975 studiere ich Humanmedizin an der Universität Erlangen-Nürnberg an der ich am 22.10.1980 mein Studium mit dem Medizinischen Staatsexamen abgeschlossen habe.

Druck: Offsetdruckerei Karl Döres, 8520 Erlangen, Jägerstr. 3, Inh. B. Lengenfelder